

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA PULZACÍ V RETINÁLNÍCH OBRAZOVÝCH DATECH

ANALYSIS OF PULSATIONS IN RETINAL IMAGE DATA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Daniela Plavcová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Daniela Plavcová

ID: 195749

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Analýza pulzací v retinálních obrazových datech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem snímání očního pozadí pomocí experimentálního video oftalmoskopu a s vlastnostmi takto pořízených dat. 2) Provedte literární rešerši prací zabývajících se analýzou různých typů pulzace na sítnici. 3) Navrhněte vhodnou metodiku pro analýzu parametrů pulzace v zadaných datech a realizujte ji v programovém prostředí MATLAB. 4) Navrhněte a implementujte vhodný přístup vyhodnocení parametrů pulzace z pohledu jejich uplatnění při diagnostice. 5) Provedte diskusi dosažených výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost aplikovaného řešení. 6) K vytvořeným programovým funkcím sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOLÁŘ, R., et al. Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera. Biomed Eng Online. 2016, 15(57): 1-17.

[2] MORGAN, W. H., et al. Objective detection of retinal pulsation. PLoS One. 2015, 10(2): 1-10.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Analýza pulzace retinálních obrazových dat může sloužit k včasné diagnostice glaukomu. Pomocí záznamu z experimentálního videooftalmoskopu a následné segmentaci optického disku byly zhodnoceny pulzační křivky z různých částí optického disku a porovnány závislosti mezi jasnem, parametrem PAA a RNFL.

Klíčová slova

videooftalmoskop, retinální pulzace, glaukom, analýza, jas

Abstract

Analysis of pulsation in retinal image data can be used to early diagnose of glaucoma. With the record of experimental videoophthalmoscope and subsequent segmentation of optic disc the pulsation curves from various parts of optic disc were evaluated and the dependence between brightness, PAA and RNFL parameters was compared.

Keywords

videoophthalmoscope, retinal pulsation, glaucoma, analysis, brightness

Bibliografická citace:

PLAVCOVÁ, D. *Analýza pulzací v retinálních obrazových datech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 22 s. Vedoucí semestrální práce: Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma „Analýza pulzace v retinálních obrazových datech“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce. Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne.....

.....

podpis autorky

Poděkování

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost a ochotu při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne.....

.....

podpis autorky

Obsah

| | |
|--|----|
| Úvod | 1 |
| 1 OKO | 2 |
| 1.1 Stavba oka..... | 2 |
| 1.2 Sítnice..... | 3 |
| 1.3 Nemoci sítnice..... | 3 |
| 2 Snímání očního pozadí..... | 5 |
| 2.1 Oftalmoskop..... | 5 |
| 2.2 Fundus kamera | 6 |
| 2.3 Experimentální videooftalmoskop..... | 6 |
| 3 Analýza pulzací na sítnici | 9 |
| 3.1 Analýza různých typů pulzace na sítnici..... | 9 |
| 3.2 Analýza parametrů pulzace | 10 |
| 4 Návrh metodiky pro analýzu..... | 11 |
| 5 dosažené výsledky a diskuze..... | 16 |
| 5.1 Výsledky | 16 |
| 5.2 Diskuze..... | 25 |
| ZÁVĚR..... | 30 |
| Literatura | 31 |
| Seznam symbolů, veličin a zkratk..... | 34 |
| Seznam příloh..... | 35 |
| A Tabulka závislosti PAA a jasu..... | 36 |
| B Taulka závislosti PAA a | 40 |
| C Obsah přiloženého CD..... | 44 |

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obr. 1.1 Anatomie oka | 2 |
| Obr. 1.2 Sítnice snímaná fundus kamerou | 3 |
| Obr. 2.1 Přímý oftalmoskop | 5 |
| Obr. 2.2 Nepřímý oftalmoskop | 6 |
| Obr. 2.3 Experimentální videooftalmoskop | 7 |
| Obr. 2.4 Průměrný snímek z VO | 8 |
| Obr. 4.1 Kruhová maska | 11 |
| Obr. 4.2 Mapa cévního řečiště | 12 |
| Obr. 4.3 Intenzitní obraz a parametrický obraz PAA | 13 |
| Obr. 4.4 Průběh RNFL po obvodu kružnice | 14 |
| Obr. 4.5 Kružnice na OD v parametrickém snímku | 15 |
| Obr. 5.1 Pulzace v různých segmentech OD | 16 |
| Obr. 5.2 Výběr segmentů zobrazených pulzací | 17 |
| Obr. 5.3 Výběr segmentů pro zkoumání jasu a PAA | 17 |
| Obr. 5.4 Závislost jasu a PAA ve videu č.1 | 19 |
| Obr. 5.5 Závislost jasu a PAA ve videu č.2 | 19 |
| Obrázek 5.6 Závislost jasu a PAA ve videu č.3 | 20 |
| Obr. 5.7 Závislost jasu a PAA ve videu č.4 | 20 |
| Obr. 5.8 Korelace v záznamu 00009_03_L | 23 |
| Obr. 5.9 Korelace v záznamu 00016_02_R | 23 |
| Obr. 5.10 Korelace v záznamu 00041_02_L | 24 |
| Obr. 5.11 Korelace v záznamu 00087_03_L | 24 |
| Obr. 5.12 Závislost korelace PAA a jasu na stupni onemocnění | 27 |
| Obr. 5.13 Závislost korelace PAA a RNFL na stupni onemocnění | 28 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tab. 5.1 Hodnoty jasu a PAA ve videích..... | 18 |
| Tab. 5.2 Korelace v rámci segmentů..... | 21 |
| Tab. 5.3 Korelace PAA a RNFL..... | 21 |
| Tab. 5.4 Parametry korelace PAA a jasu..... | 25 |
| Tab. 5.5 Diagnóza a korelace PAA a jasových hodnot..... | 26 |
| Tab. 5.6 Parametry korelace PAA a RNFL..... | 27 |
| Tab. 5.7 Diagnóza a korelace PAA a RNFL..... | 28 |
| Tab. A.1 Korelace a p-hodnota jasu a PAA..... | 36 |
| Tab. B.1 Korelace a p-hodnota PAA a RNFL..... | 40 |

ÚVOD

Jedním z pěti lidských smyslů je zrak. Je pro nás jednou z možností přijímání informací z okolí, a to jak z toho blízkého, tak i toho vzdáleného. Během života se ale většinou zrakové schopnosti zhoršují, ať už je to způsobeno genetickou predispozicí, jinými nemocemi majícími vliv na zdraví očí nebo prostým opotřebením. Jak o anatomii oka, tak právě o nemocech, v tomto případě nemocech sítnice, je první kapitola této práce.

Jedním ze zrakových onemocnění je i glaukom, který právě mezi nemoci sítnice patří. Je to jedna z nejzávažnějších očních chorob a zpravidla se projevuje poruchou zorného pole, sníženou zrakovou ostrostí či zhoršeným viděním při nižším osvětlení. V této fázi se už ovšem jedná o neléčitelné poškození zrakového nervu.

Proto je důležitá včasná diagnóza, která umožní předejetí takto rozsáhlých následků zpomalením, či přímo zastavením dalšího vývoje nemoci. Mezi způsoby vyšetření patří i zkoumání optického disku pomocí přístrojů popsaných v druhé kapitole jako jsou například oftalmoskop či fundus kamera. Mezi slibné parametry pro rozeznání glaukomu se řadí i pulzace na optickém disku. Tato možnost je zkoumána pracovníky z Ústavu biomedicínského inženýrství Vysokého učení technického v Brně ve spolupráci s německou Friedrich-Alexander-University v Erlangen. Těm se podařilo společně vyvinout videooftalmoskop, který je popsán v kapitole 2.3.

Tento přístroj je možné využít pro zkoumání již zmíněných pulzací. Konkrétně se jedná o spontánní venózní pulzaci a arteriální pulzaci. Právě jejich přítomnost či nepřítomnost může být dobrým ukazatelem pro výskyt glaukomu, jak je popsáno kapitole 3.

Proto bylo pomocí videooftalmskopu nasnímáno určité množství zdravých osob a osob trpících glaukomem, jejichž záznamy mohou pomoci vyvinout lepší způsob pro určení nemocných pacientů.

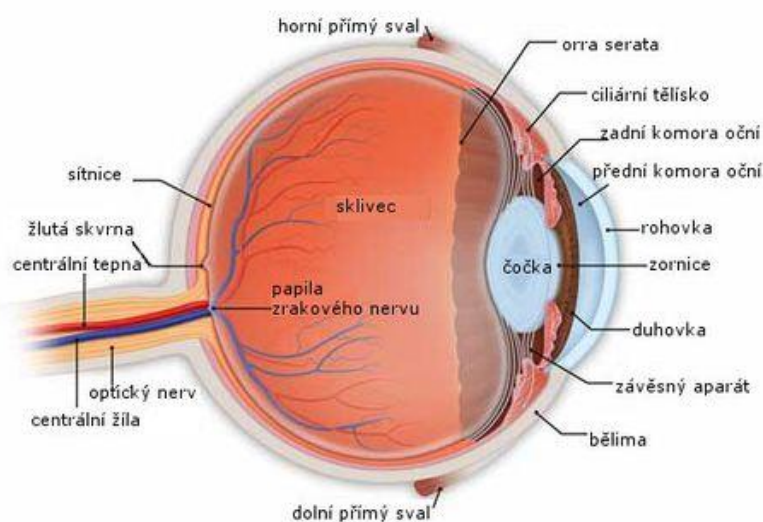
V této práci byla videa podrobena zpracování v podobě segmentace optického disku, která byla provedena v práci [16] a následně byla pulzace v těchto segmentech vizuálně zhodnocena pomocí zobrazení pulzační křivky. Výsledky tohoto hodnocení jsou popsány v kapitole 5.

1 OKO

Oko je zrakový orgán uložen v očnici, který umožňuje přenos vizuálních podnětů do mozku, kde jsou tyto podněty dále zpracovány.

1.1 Stavba oka

Oko se skládá z očního bulbu a přídatných orgánů, kterými jsou: okohybné svaly, víčka, spojivka a slzní ústrojí. [1]



Obr. 1.1 Anatomie oka, zdroj: www.zeleny-zakal.cz/jak-vidime

Samotná oční koule je tvořena třemi vrstvami: zevní, střední a vnitřní. Zevní neboli vazivová vrstva je z 5/6 tvořena bělimou, která se nachází v její zadní části. V přední části přechází v rohovku, která je na rozdíl od bělimy průhledná a má větší poloměr zakřivení. Na vnější vrstvu navazuje živnatka, která je složena převážně z cévnatky. Ta obsahuje velké množství cév a pigmentové buňky a v přední části přechází v řasnaté těleso a později v duhovku. V řasnatém tělese je uloženo hladké svalstvo a k jeho vláknům je připojena čočka. Duhovka má tvar mezikruží se zornicí uprostřed, která reguluje množství světla vstupujícího do oka. [1], [2]

Vnitřní vrstva je tvořena sítnicí, jedná se o nervovou vrstvu. Zahrnuje světločivý a velmi malý slepý oddíl. Světločivý oddíl slouží k vnímání světelných paprsků a obsahuje pigmentové a neurosmyslové buňky. Mezi ty patří zejména tyčinky a čípky, které tvoří předposlední vrstvu sítnice za nimi už je pouze pigmentová vrstva oddělující sítnici od cévnatky. Tyčinky umožňují vidění za šera a také periferní vidění. Oproti tomu čípky zajišťují vidění barevné. [14]

1.2 Sítňice

Aby mohl paprsek dorazit do této vrstvy musí projít vrstvou nervových vláken, gangliových buněk a bipolárních nervových buněk. Místem nejostřejšího vidění je žlutá skvrna s maximální koncentrací čípků. Jedná se o lehce prohloubené místo v sítnici, kde jsou redukovány prakticky všechny vrstvy, právě kromě vrstvy s čípkami a pigmentového listu.

Směrem od žluté skvrny čípků ubývá. A maximální hustota tyčinek se nachází v kruhu přibližně 20° právě od žluté skvrny. Od ní se sbíhají nervová vlákna a tvoří papilu zrakového nervu. Toto místo se nazývá slepá skvrna neboli optický disk (OD). [1],[2]



Obr. 1.2 Sítňice snímáná fundus kamerou, zdroj:

www.oregonretina.org/vitreoretinal-diseases-treated-oregon-retina/normal-fundus/

1.3 Nemoci sítnice

Mezi nemoci sítnice patří například retinální degenerace, u které ovšem nelze s určitostí říci, zda se jedná o primární poruchu v sítnici nebo cévnatce. Existuje mnoho druhů této degenerace. Prvním z nich je například degeneratio retinae pigmentosa. Toto onemocnění se projevuje poruchou vidění za šera a zužováním optického pole. Postiženy jsou v tomto případě tedy hlavně tyčinky, čípky a retinální pigmentový epitel.

Druhým případem degenerace je senilní molekulární degenerace. Ta se na rozdíl od té předešlé vyskytuje hlavně u starších lidí. V pokročilém věku totiž často dochází k úbytku malých cév, které mají na starosti výživu makulární krajiny.

Proto zde začnou růst nové kapiláry, které ovšem proniknou pod sítnici. V tomto případě často dochází ke krvácení pod sítnicí, což může dokonce iniciovat vznik fibrózního pseudotumoru.

Dalším typem očního onemocnění hypertenzivní choroba. Ta nastává při vysokém krevním tlaku a mezi projevy této nemoci patří především fibróza cévní stěny, která tak přestává být průhledná a krevní sloupec je temnější. V případě již déletrvajícího problému dochází k perivaskulární gliose, což můžeme zaznamenat jako bílé opouzdření cév. V případě náhlého vzestupu hypertenze může nastat retinopatie, která je způsobena dlouhodobým stahem retinálního arteriálního systému.

Pro tuto práci je ovšem nejpodstatnější oční chorobou glaukom. Jedná se o nevratnou neuropatii zrakového nervu, které se typicky projevuje sníženým viděním v zorném poli a může způsobit i ztrátu zraku. Tato nemoc zpravidla postihuje obě oči pacienta, ale většinou ne stejnou měrou.

Mezi hlavní rizikové faktory pro vznik glaukomu patří vysoký nitrooční tlak, a to až v padesáti procentech případů. Další poměrně častou příčinou je dědičnost.

Glaukom lze dělit na primární a sekundární s tím, že primární glaukom dále dělíme na glaukom s otevřeným úhlem, angulární, kongenitální glaukom a glaukom při kongenitálních anomáliích. [4]

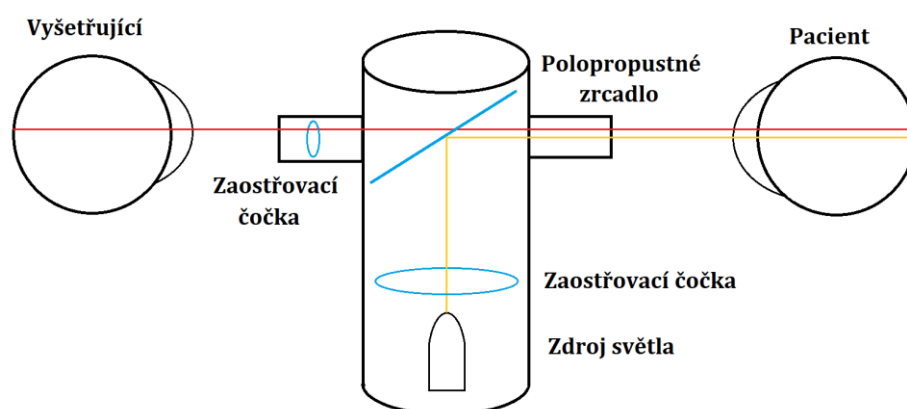
2 SNÍMÁNÍ OČNÍHO POZADÍ

Jedním ze způsobů vyšetřování oka je pozorování očního pozadí. Většina přístrojů, která toto vyšetření umožňuje, dokáže obraz očního pozadí lékaři nejen poskytnout, ale také ho zaznamenat, ať již ve formě fotografie nebo videa.

2.1 Oftalmoskop

Oftalmoskopie se zabývá vyšetřením zadního segmentu oka, během něhož jsou pozorovány paprsky viditelného světla odražené od sítnice. Pro schopnost sledování paprsků je ovšem důležitá osa pozorování, která by měla být co nejbližší ose osvětlení. V takovém případě pak můžeme v oku pozorovat červený reflex, u kterého lze v případě velkých změn na pozadí pozorovat změny barvy. Oftalmoskopii lze dělit na přímou a nepřímou.

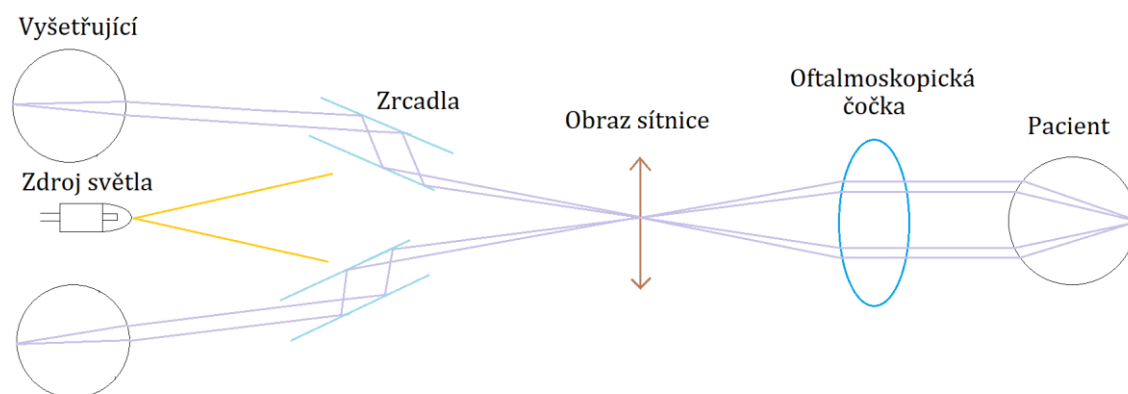
Pro vyšetření přímou metodou se využívá elektrický oftalmoskop a oční pozadí je pozorováno přímo zorničkou pacienta. Zdroj světla, který je použit pro sledování oka, se nachází v blízkosti vyšetřovacího okénka, kterým je oko pozorováno, z čehož plyne že obě osy se jsou prakticky souosé. Přidáním spojky nebo rozptylky je také možné upravovat refrakční vadu pacienta či lékaře. Vyšetření nám poskytne obraz, který představuje přibližně dva milimetry, což je značnou nevýhodou při zkoumání celé sítnice. Mezi přednosti této metody naopak patří šestnáctinásobné zvětšení a zobrazení obrazu ve správné poloze. [3], [6]



Obr. 2.1 Přímý oftalmoskop

Nepřímá oftalmoskopie se liší spojkou, kterou vyšetřující lékař drží před okem pacienta a pomocí světelného zdroje upevněného na čele vyšetřujícího, skrz

ni osvětluje sítnici. Odražené paprsky prochází čočkou a vzniká skutečný a převrácený obraz. V případě této vyšetřovací metody jsou k dispozici dva okuláry, což značně zlepšuje prostorový vjem. Oproti přímé metodě však dochází k menšímu zvětšení, a to konkrétně čtyřnásobnému, nicméně je možné pozorovat větší plochu a obraz je jasnější. [3], [6]



Obr. 2.2 Nepřímý oftalmoskop

2.2 Fundus kamera

Fundus kamera pracuje na podobném principu jako nepřímá oftalmoskopie s výhodou možného záznamu. Samotné získání záznamu lze provést více způsoby. Pokud chceme získat trojrozměrný obraz, musíme fotografovat OD z různých vzdáleností. U sekvenčního snímání je buď OD focen z různých úhlů, nebo lze využít simultánní stereografie, jenž ovšem vyžaduje speciální zařízení.

Fundus kamera obsahuje optický systém pro korekci refrakčních vad, slabší zdroj světla, výkonný zdroj bílého světla a CCD snímač. Snímaná plocha se ve výsledném obraze zvětší desetkrát až třicetkrát. Snímky je možné archivovat a poté je porovnávat v čase. Kamera má využití především u vyšetření glaukomu, diabetu nebo degenerace sítnice. Výstupem je barevný obraz s malou kompresí. [7]

2.3 Experimentální videooftalmoskop

Byl vyvinut ve spolupráci Vysokého učení technického v Brně a Friedrich-Alexander-University v Erlangen. Získává sekvence slabým osvětlením, vyplývající ve více zašuměné obrazy než z barevné fundus kamery. Sítnice se může během záznamu značně a rychle pohybovat díky mrkání. Takže záznam musí být oproti šumu a artefaktům velký.

Mezi jeho výhody nepochybně patří jeho velikost a lehkost, napájení pomocí USB a především možnost snímání obou očí současně, což umožňuje zachytit případné asymetrie. [15]

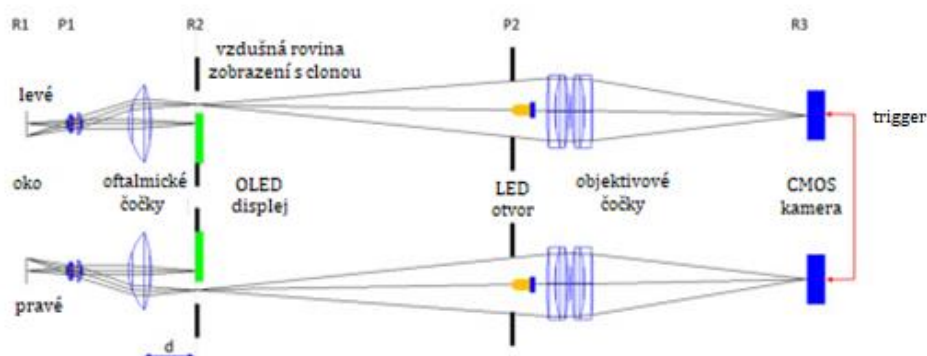
Princip experimentálního videooftalmoskopu (VO) je podobný principu fundus kamery. Oftalmoskopické čočky s mohutností 40D vytváří obraz sítnice. Ten je znovu zobrazen systémem dvou nebarevných čoček na senzor kamery. Pole zobrazení je $20^\circ \times 15^\circ$ se středem na optickém nervu.

Software pro získání dat umožňuje posunutí polohy fixačních bodů na OLED displejích. Dále je také umožněna časová synchronizace záznamů z kamer offline pomocí zapsání časové značky do každého snímku. I přes použití fixačních bodů jsou ovšem pohyby očí patrné. Pro jejich kompenzaci je první snímek použit jako referenční a to pro fázovou korelaci pomocí Fourierovy věty.

Záznamy jsou nasnímané s dilatovanými zornicemi, což zvyšuje rozsah tolerovatelných očních pohybů. Přístroj byl poté upravován tak, aby byl na snímcích co nejzřetelnější OD a odrazy byli minimalizováni malými pohyby XYZ nástroje.

Jeden z rozdílů mezi VO a fundus kamerou je způsob osvětlení. Centrální papilu používáme pro osvětlení a zbytek pro zobrazování. Jako světelný zdroj je použita dioda se zářením o vlnové délce 575 nm. CCD kamera je použita jako detektor obrazu. [8]

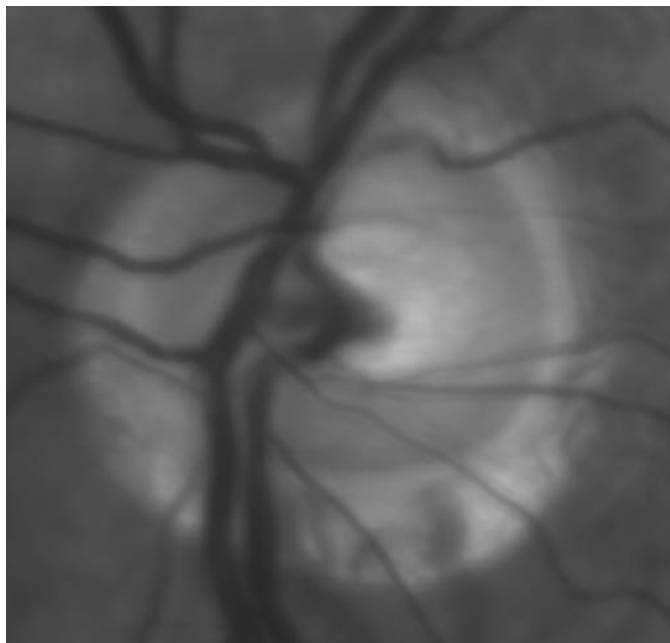
Zařízení snímá sekvence o minimální délce 25 snímků za sekundu a to bez rozšířené zorničky.



Obr. 2.3 Experimentální videooftalmoskop [15]

Videa, která byla tímto VO nasnímaná a která jsou použita pro jeho další vývoj jsou uložena do databáze, která obsahuje snímky jak zdravých, tak nemocných pacientů, od nichž byl získán informovaný souhlas. Jejich zdravotní stav zde ovšem není nijak označen a pro většinu lidí ani není znám. Tudíž jakékoli

výsledky z jejich zpracování je nutné odeslat na německou univerzitu, která je poté vyhodnotí.



Obr. 2.4 Průměrný snímek z VO

3 ANALÝZA PULZACÍ NA SÍTNICI

Na sítnici je možné zaznamenat dva typy pulzace. A to konkrétně spontánní venózní pulzaci a arteriální pulzaci. V porovnání s arteriální pulzací je spontánní venózní pulzace (SVP) lépe viditelná vlastním okem. [16]

3.1 Analýza různých typů pulzace na sítnici

SVP je možno vidět na žilách sítnice, které kříží OD, je mimo rytmus srdečního cyklu a lze ji pozorovat také jako malý pohyb žil. Podle práce [9], kterou napsal Jacks, je pulzace způsobena rozdílností tlakového gradientu podél žíly na sítnici, jak přechází přes ploténku čichové kosti. Často se jedná o pulzaci pouze na malé části jedné žíly, což částečně závisí i na konfiguraci žil na OD. SVP lze nejlépe pozorovat na dilatované žíle, k čemuž lze použít přímý oftalmoskop, který má dostatečné zvětšení. Tato pulzace se objevuje u téměř všech lidí, které lze zařadit mezi zdravé. V případě lidí s glaukomem je možné tyto pulzace zaznamenat pouze přibližně v polovině případů. Pokud spontánní venózní pulzaci nepozorujeme, lze ji vyvolat použitím oftalmodynamometru. Síla potřebná k vyvolání pulzace roste spolu s glaukomem [10].

Podle práce [11] je spontánní venózní pulzace spojená s kolapsem centrální sítnicové žíly, který začíná během oční diastoly a trvá až do začátku systoly. Různé výzkumy se shodují, že vliv na pulzaci má nejen vnitro oční, ale i vnitro lebeční tlak.

Arteriální pulzace je pulzace celého optického disku a jedna z možností jeho analýzy je uvedena v článku [13]. Ta se zabývá přístrojem, které jsou schopné analyzovat celkovou cévní pulzaci. Tento přístroj existuje ve dvou formách, konkrétně se jedná o retinální cévní analyzátor, který je používán pro vědecké účely a dynamický retinální cévní analyzátor, který je pro cévní analýzu užíván v klinické praxi a umožňuje uplatnit vizuální stimulaci během měření. Pro zjištění prokrvení sítnice je přístroji počítán její průměr. Tyto přístroje fungují na principu odrazu světla od různých vrstev sítnic a jeho následným snímáním.

Mornganova práce [12] se zabývá fotopletysmografickým měřením různých parametrů sítnice za pomoci zkoumání odrazu světla od hemoglobinu v retinálních cévách. Uplatněním toho měření může být samozřejmě objektivní analýza pulzací na sítnici, ale také určení fázového posunu mezi píky venózní a arteriální pulzace, které zpravidla činí přibližně 0,05 srdečního cyklu.

3.2 Analýza parametrů pulzace

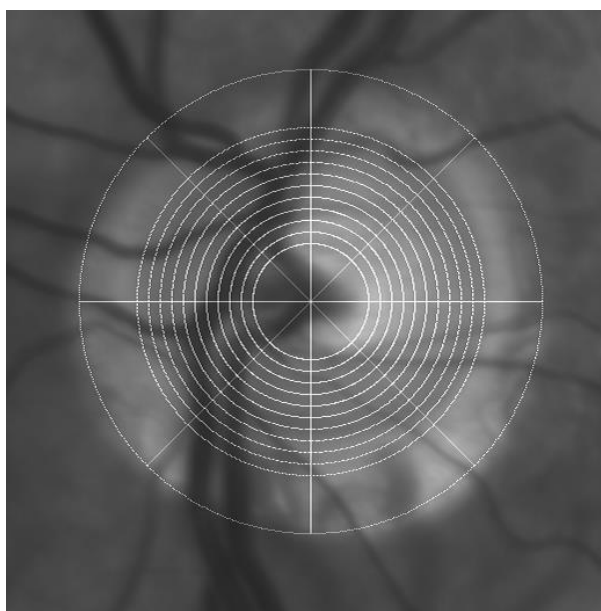
Morgan ve své práci [12] provádí analýzu parametrů pulzace u očí pacientů s glaukomem. Data byla získána snímáním oka v kombinaci s použitím pulzního oxymetru a pro každou sekvenci byla zaznamenána oftalmodynamometrická síla. Každá datová sada byla analyzována čtyřmi způsoby, čímž vznikla čtyři měření pro každý typ parametru. Aplikovány byly například harmonická analýza či analýza s empirickým systémem. Variační koeficient (COV), který byl použit jako měřítko repetičnosti pro každý parametr a představoval přesnost, byl znázorněn pomocí box-plotů, čímž bylo umožněno srovnání mezi jednotlivými parametry jak pro tepenné, tak žilní segmenty.

Výsledkem analýzy bylo získání informací o amplitudě a sklonu pulzace z čehož je dále možné získat například hodnotu vaskulární rezistence a kapacity.

4 NÁVRH METODIKY PRO ANALÝZU

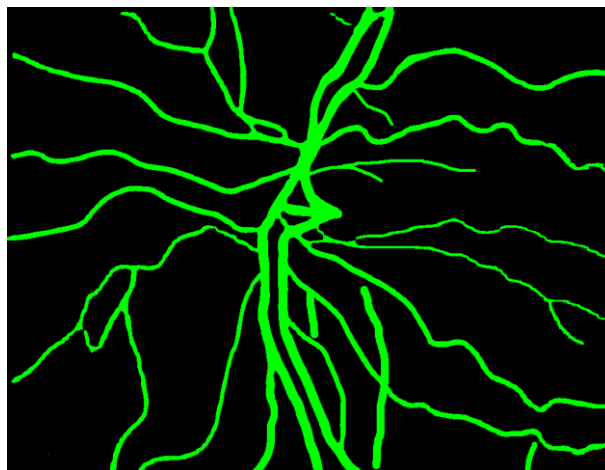
Návrh metodiky analýzy pulzací v oblasti OD navazuje na předchozí výsledky publikované v diplomové práci [16]. Videozáznamy pochází z již zmíněného videooftalmoskopu na univerzitě v Erlangen.

Pro získání dat byl nejprve segmentován OD, což umožnilo získání pulzací z jeho jednotlivých částí. Před začátkem segmentace byl pomocí metody kruhové transformace [17] detekován střed OD, jehož umístění bylo možné si podle vlastních představ ještě manuálně upravit. Samotná segmentace probíhala vytvořením kruhové masky sestavené ze soustředných kružnic rozdělených na osminy, která byla následně aplikována na záznam z VO právě pomocí předchozí detekce středu. Pro získání pulzační křivky je potřeba vybrat si segment ve kterém chceme pulzaci sledovat. Po jeho zvolení je v této oblasti vytvořena maska, která umožňuje dále pracovat jen s hodnotami pocházejícími právě z této části.



Obr. 4.1 Kruhová maska

Součástí analýzy pulzace je také segmentace cévního řečiště, které by mohlo naměřené výsledky ovlivnit. V této části jsou použity mapy cévního řečiště, které jsou součástí testovací databáze. Tyto masky znázorňují rozložení cév na zkoumaném snímku. V případě že se ve sledované části segmentu nachází céva znázorněná na mapě, je plocha jeho masky zredukována pouze na části se samotným OD a části s řečištěm jsou pro výpočet pulzací vynechány. Samotná analýza tedy probíhá v regionech mimo cévní řečiště.



Obr. 4.2 Mapa cévního řečiště

Samotné pulzace jsou vypočítané zprůměrováním jasové hodnoty ve vybraném segmentu v každém snímku. Tyto výsledky byly dále normalizovány pomocí zjištění trendu získané křivky, kterým byla následně vydělena. [15]

Existuje předpoklad, že pulzace na videu se bude v jednotlivých částech OD lišit. Právě z toho důvodu byly segmenty uprostřed a na okraji masky spojeny do větších sektorů, protože právě zde je možné očekávat jisté směrodatné výsledky v rozdílu pulzací. Hlavní myšlenkou ale samozřejmě zůstává předpoklad, že pulzace se budou lišit zejména u pacientů s glaukomem a těmi bez něj.

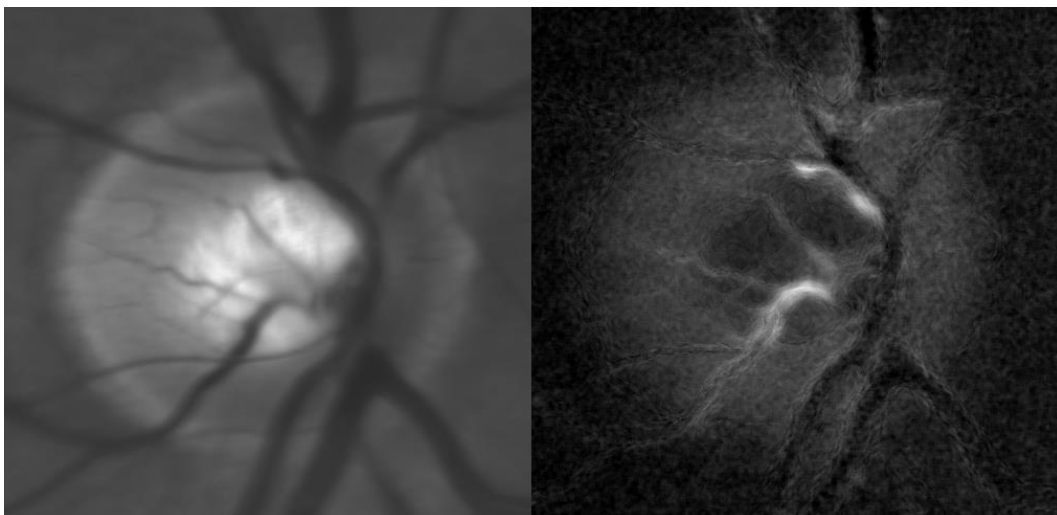
Jako slibný krok se jeví analýza retinální pulzace pomocí parametru pulzní amplitudy útlumu (PAA), kterou se již zabývá ve své práci [12] Tornow. PAA představuje maximální změnu útlumu během jednoho srdečního cyklu.

Nejmenší útlum nastává vždy na začátku srdečního cyklu, z důvodu nejmenšího objemu krve v cévách. Během cyklu se pak útlum zvětšuje.

Pomocí rovnice:

$$PAA = 1 - \frac{I_{min}}{I_{max}}, \quad (4.1)$$

kde I vyjadřuje minimální a maximální intenzitu v rámci jednoho cyklu, je možné vypočítat prostorovou distribuci PAA pro každý zaznamenaný pulz a výsledek poté zprůměrovat. Při zobrazení této distribuce v podobě obrazu je potřeba k hodnotám jednotlivých pixelů přičíst číslo 100, aby bylo předejeto negativním hodnotám. Tudíž referenční hodnota má hodnotu 100. Při zvýšení útlumu je hodnota vyšší a naopak. [15]

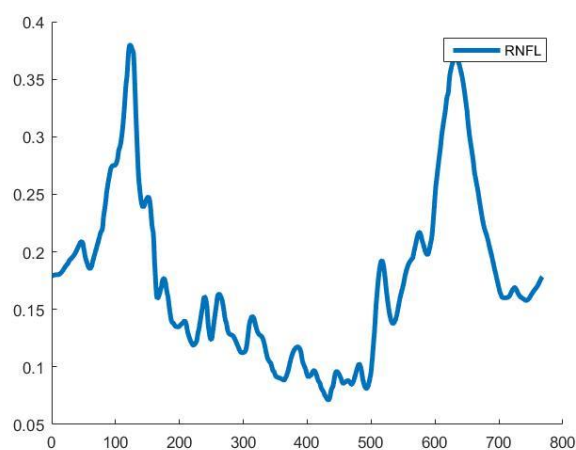


Obr. 4.3 Intenzitní obraz a parametrický obraz PAA

A právě tyto obrazy ukazující distribuci PAA byly použity pro porovnávání s průměrnými snímky znázorňujícími jasové hodnoty, které byly získány zpracováním videí z videooftalmoskopu.

V krajních a středových segmentech cév byly získány průměrné hodnoty jasu i parametru PAA. Jasové hodnoty byly získány zprůměrováním všech jasových hodnot z daného segmentu v průměrném snímku. Hodnoty parametru PAA byly získány stejným způsobem z parametrického obrazu. Následně byla provedena vzájemná korelace těchto dat.

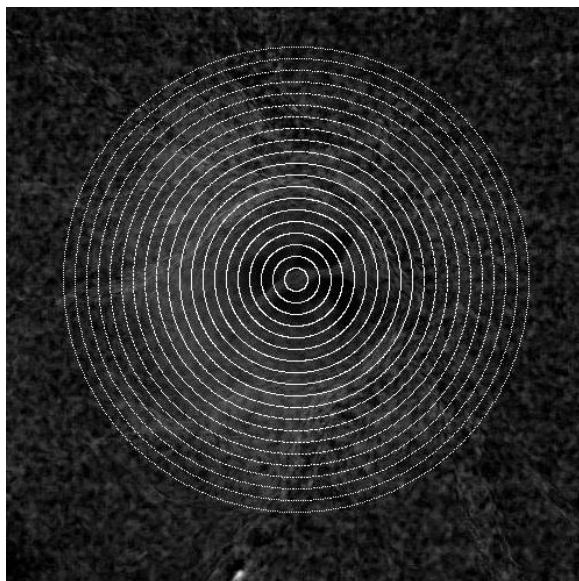
Pro další porovnání s parametrem PAA byla použita data s parametrem RNFL, což je tloušťka vrstvy nervových vláken kolem zrakového nervu. Měření probíhá po kružnici kolem OD většinou s poloměrem 3,5 mm pomocí optické koherenční tomografie (OCT) a uplatňuje se při diagnostice glaukomu. [18]



Obr. 4.4 Průběh RNFL po obvodu kružnice

Existuje předpoklad, že takto nasnímaná data by mohla souviset s daty z PAA snímků ležících na kružnici stejně vzdálené od středu OD jako při snímání RNFL. Jelikož ovšem neznáme zvětšení PAA snímků oproti realitě, není možné jednoznačně určit, kam má být tato kružnice do parametrického snímku umístěna.

Z tohoto důvodu bylo vygenerováno 20 kružnic, které byly použity jako maska umístěná na optický disk v parametrickém snímku a všechny hodnoty pod touto maskou byly v rámci jednotlivých kružnic zapsány.



Obr. 4.5 Kružnice na OD v parametrickém snímku

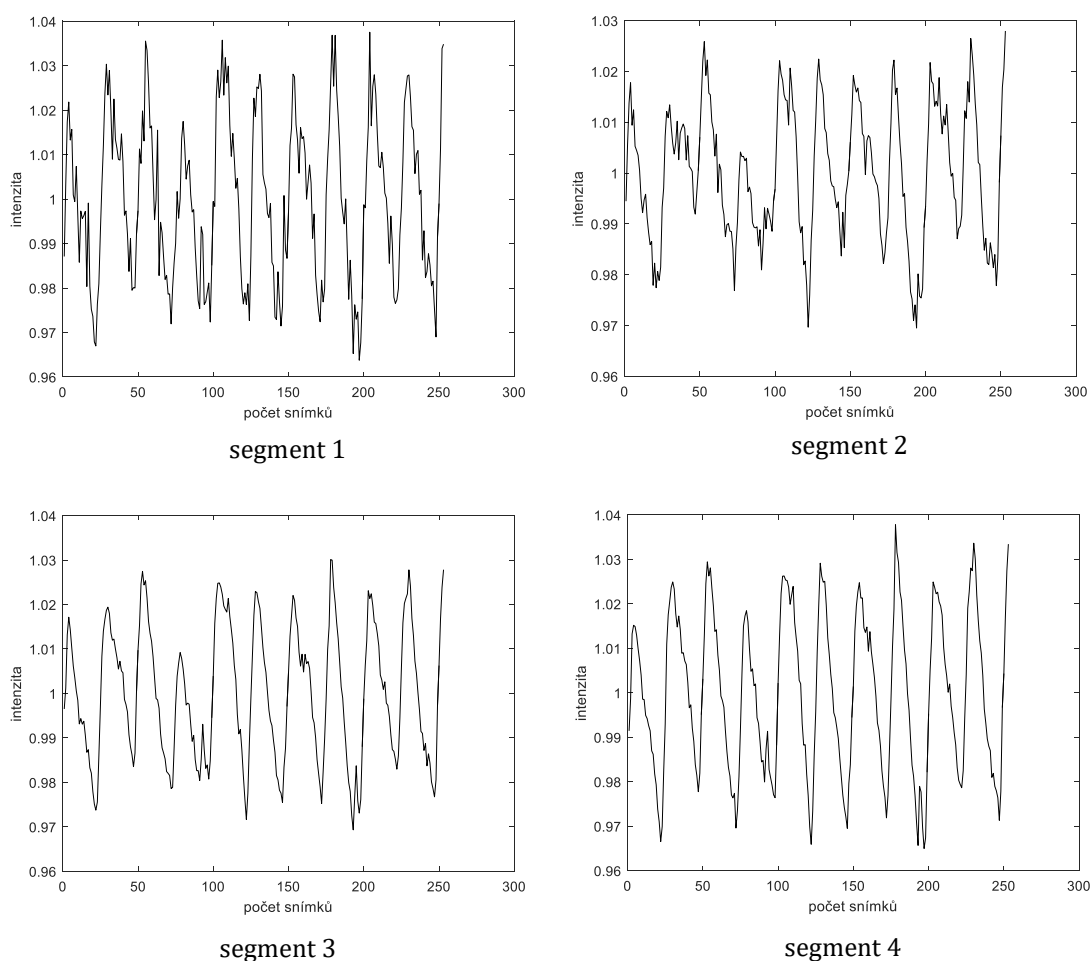
Pro možné porovnání je samozřejmě důležitý i správný směr a místo na kružnici, ze kterého zápis dat začíná. Obojí se totiž musí shodovat se směrem a místem použitým během měření parametru RNFL, při kterém je snímání těchto dat osově symetrické, což znamená, že se tyto parametry pro obě oči liší. U levého oka je směr snímání po směru hodinových ručiček a u pravého proti. Místem počátku snímání je u obou očí vnější strana OD.

Po nasbírání dat ze všech kružnic byla vyhodnocena jejich korelace s daty RNFL a byla nalezena kružnice s maximální korelací.

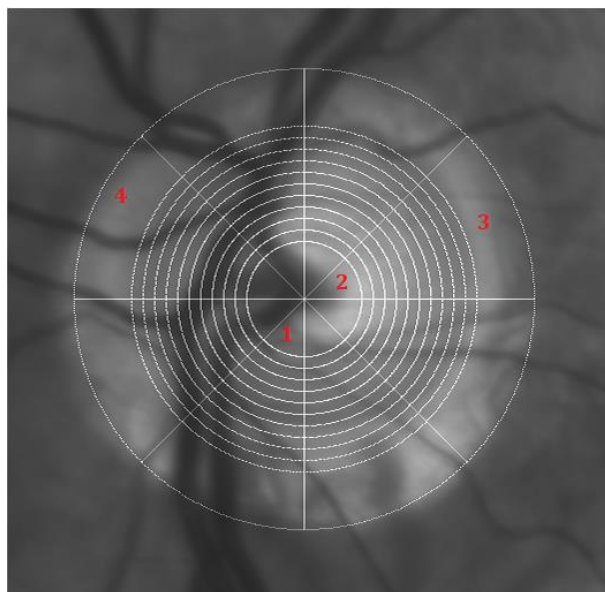
5 DOSAŽENÉ VÝSLEDKY A DISKUZE

5.1 Výsledky

Pomocí kruhové masky aplikované na záznam z videooftalmoskopu byly získány průběhy pulzací zobrazené na Obr. 5.1. Tyto průběhy jsou tvořeny průměrnými hodnotami jasu v daném čase z daného segmentu. Zde prezentované pulzace pochází z různých segmentů, jejichž rozmístění v rámci OD je znázorněno na Obr. 5.2. Z těchto průběhů lze vypočítat jisté rozdíly v pulzacích mezi jednotlivými segmenty, jako jsou například výšky píků a hladší průběh.

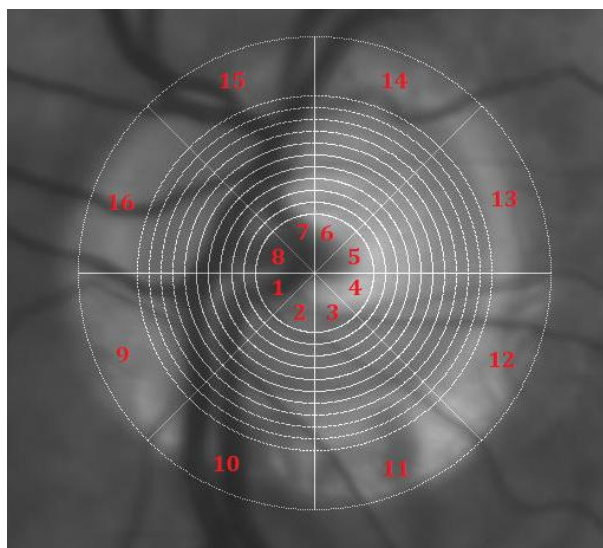


Obr. 5.1 Pulzace v různých segmentech OD



Obr. 5.2 Výběr segmentů zobrazených pulzací

Dalšími získanými výsledky jsou hodnoty parametru PAA z parametrických obrazů. Předmětem zkoumání zde byla případná závislost mezi tímto parametrem a jasovými hodnotami. V tabulce Tab. 5.1 jsou proto zaznamenány průměry výsledků z jednotlivých segmentů ze čtyř různých videí. Výběr segmentů je zobrazen na Obr. 5.3.

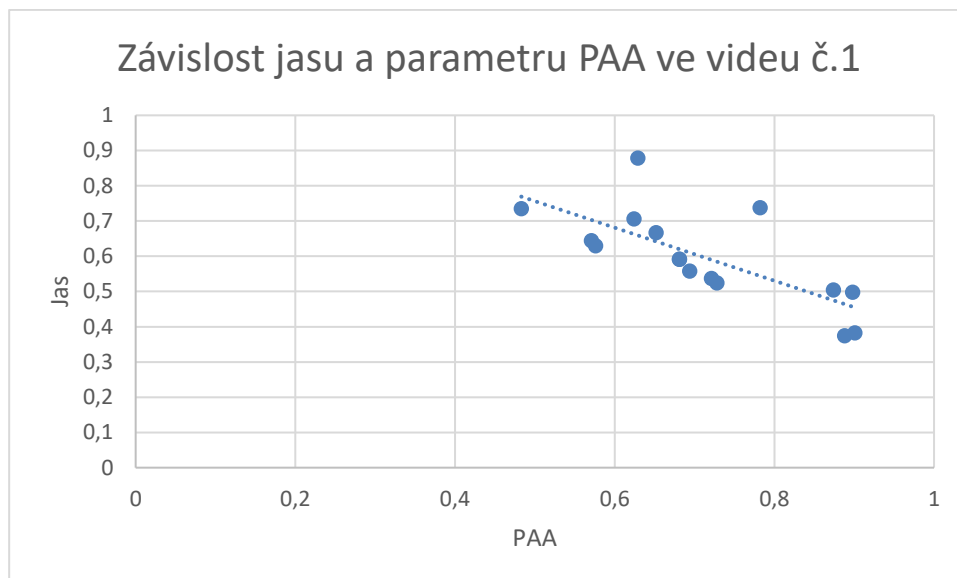


Obr. 5.3 Výběr segmentů pro zkoumání jasu
a PAA

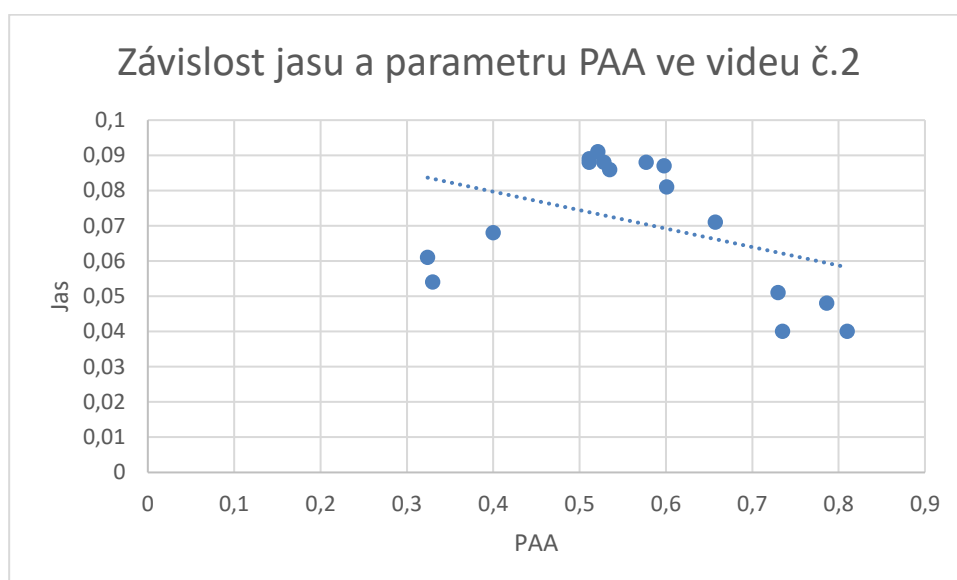
Tab. 5.1 Hodnoty jasů a PAA ve videích

| | Video č.1 | | Video č.2 | | Video č.3 | | Video č.4 | |
|----------------------|-----------|-------|-----------|--------|-----------|-------|-----------|-------|
| segment | jas | PAA | jas | PAA | jas | PAA | jas | PAA |
| 1 | 0,483 | 0,735 | 0,324 | 0,061 | 0,730 | 0,265 | 0,462 | 0,126 |
| 2 | 0,629 | 0,878 | 0,330 | 0,054 | 0,700 | 0,262 | 0,477 | 0,127 |
| 3 | 0,898 | 0,498 | 0,400 | 0,068 | 0,649 | 0,256 | 0,547 | 0,143 |
| 4 | 0,901 | 0,382 | 0,786 | 0,048 | 0,644 | 0,257 | 0,643 | 0,127 |
| 5 | 0,888 | 0,374 | 0,810 | 0,040 | 0,646 | 0,244 | 0,612 | 0,158 |
| 6 | 0,874 | 0,504 | 0,735 | 0,040 | 0,641 | 0,238 | 0,603 | 0,154 |
| 7 | 0,782 | 0,738 | 0,730 | 0,051 | 0,637 | 0,264 | 0,601 | 0,156 |
| 8 | 0,576 | 0,629 | 0,528 | 0,088 | 0,660 | 0,274 | 0,515 | 0,153 |
| 9 | 0,571 | 0,644 | 0,511 | 0,089 | 0,714 | 0,241 | 0,487 | 0,168 |
| 10 | 0,624 | 0,706 | 0,511 | 0,088 | 0,704 | 0,254 | 0,500 | 0,176 |
| 11 | 0,652 | 0,667 | 0,521 | 0,091 | 0,660 | 0,262 | 0,567 | 0,163 |
| 12 | 0,694 | 0,558 | 0,598 | 0,087 | 0,646 | 0,268 | 0,616 | 0,149 |
| 13 | 0,728 | 0,524 | 0,657 | 0,071 | 0,694 | 0,234 | 0,611 | 0,163 |
| 14 | 0,721 | 0,537 | 0,601 | 0,081 | 0,627 | 0,213 | 0,622 | 0,148 |
| 15 | 0,681 | 0,591 | 0,577 | 0,088 | 0,624 | 0,222 | 0,593 | 0,159 |
| 16 | 0,681 | 0,591 | 0,535 | 0,0859 | 0,628 | 0,226 | 0,554 | 0,144 |
| Korelační koeficient | -0,726 | | -0,405 | | 0,359 | | 0,081 | |
| p-hodnota | 0,0014 | | 0,120 | | 0,172 | | 0,7665 | |

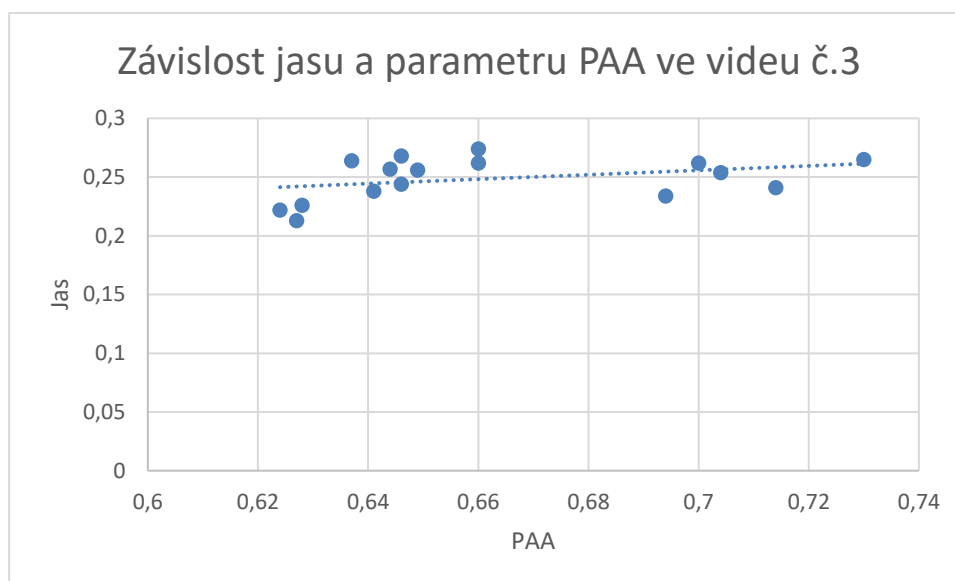
V tabulce Tab. 5.1 jsou zaznamenány hodnoty jasů z průměrného snímku a hodnoty PAA z parametrického obrazu. Pro zjištění jejich možné závislosti byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient a p-hodnota, která vyjadřuje pravděpodobnost, že platí nulová hypotéza, podle které nejsou parametry vzájemně závislé. Pro ostatní videa jsou tyto závislosti uvedené v příloze v tabulce Tab. A.1. Dalším možným způsobem určení závislosti PAA a jasů je jejich vyjádření ve grafech umístěných níže.



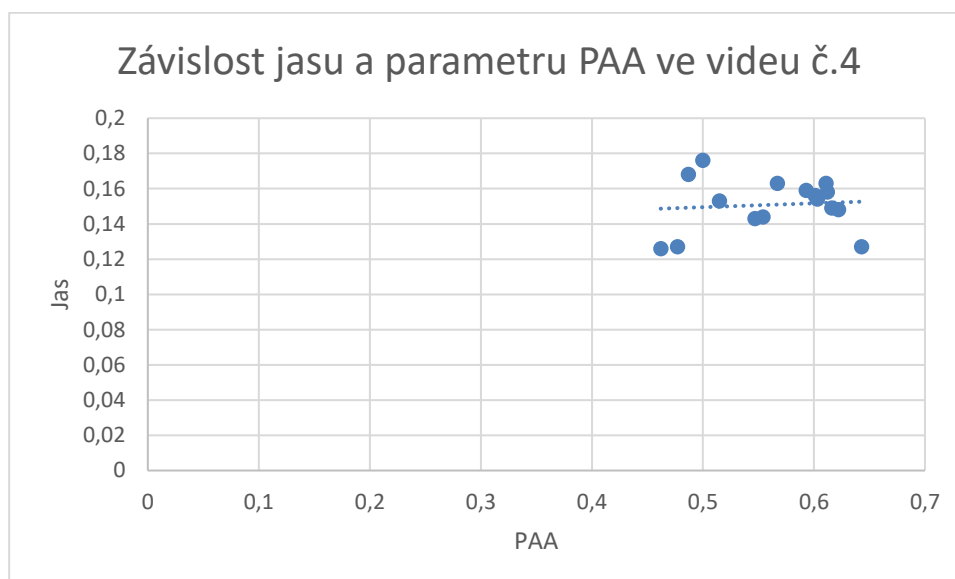
Obr. 5.4 Závislost jasů a PAA ve videu č.1



Obr. 5.5 Závislost jasů a PAA ve videu č.2



Obrázek 5.6 Závislost jasu a PAA ve videu č.3



Obr. 5.7 Závislost jasu a PAA ve videu č.4

Kvůli zjištění, zda není závislost mezi parametry v některých segmentech vyšší než v jiných, byla vypočítána korelace a p-hodnota v rámci jednotlivých segmentů. Výsledky jsou uvedeny v tabulce Tab. 5.2.

Tab. 5.2 Korelace v rámci segmentů

| Segment | korelace | p-hodnota |
|---------|----------|-----------|
| 1 | -0,0897 | 0,3026 |
| 2 | -0,1235 | 0,1551 |
| 3 | 0,0086 | 0,9212 |
| 4 | 0,0110 | 0,8994 |
| 5 | 0,0069 | 0,9367 |
| 6 | -0,1573 | 0,0695 |
| 7 | 0,0465 | 0,6493 |
| 8 | 0,0283 | 0,7834 |
| 9 | -0,0315 | 0,7177 |
| 10 | 0,0776 | 0,3727 |
| 11 | 0,0658 | 0,4503 |
| 12 | 0,0002 | 0,9977 |
| 13 | -0,0538 | 0,5368 |
| 14 | -0,2167 | 0,0119 |
| 15 | 0,0091 | 0,9153 |
| 16 | 0,0971 | 0,2973 |

Další výsledky byly získány porovnáváním parametrů PAA a RNFL. V tabulce Tab. 5.3 jsou uvedeny příklady výsledků právě tohoto porovnání, všechny výsledky si je možné prohlédnout v příloze v tabulce Tab. B.1. Je zde uvedena hodnota maximální korelace těchto dvou parametrů v daném snímku, na jaké kružnici se daná korelace nachází, p-hodnota, absolutní hodnota střední hodnoty korelace, směrodatná odchylka a absolutní hodnota minimální korelace.

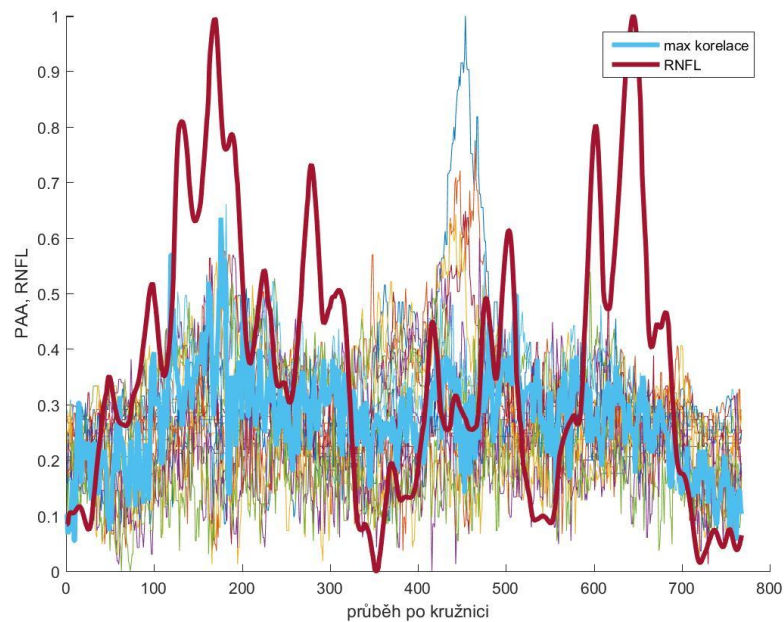
Tab. 5.3 Korelace PAA a RNFL

| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s max. korelací | p-hodnota |
|-------------|-----|--------------------|--------------------------|-----------|
| 90 | L | -0,80 | 2 | 3,99E-174 |
| 90 | R | -0,56 | 4 | 1,23E-63 |
| 63 | L | 0,59 | 6 | 1,18E-74 |
| 63 | R | 0,49 | 8 | 1,90E-48 |
| 41 | L | 0,51 | 6 | 1,72E-51 |
| 41 | R | 0,56 | 11 | 3,67E-65 |
| 14 | 1 | 0,50 | 5 | 3,02E-49 |
| 14 | 2 | 0,32 | 18 | 8,74E-20 |
| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s max. korelací | p-hodnota |

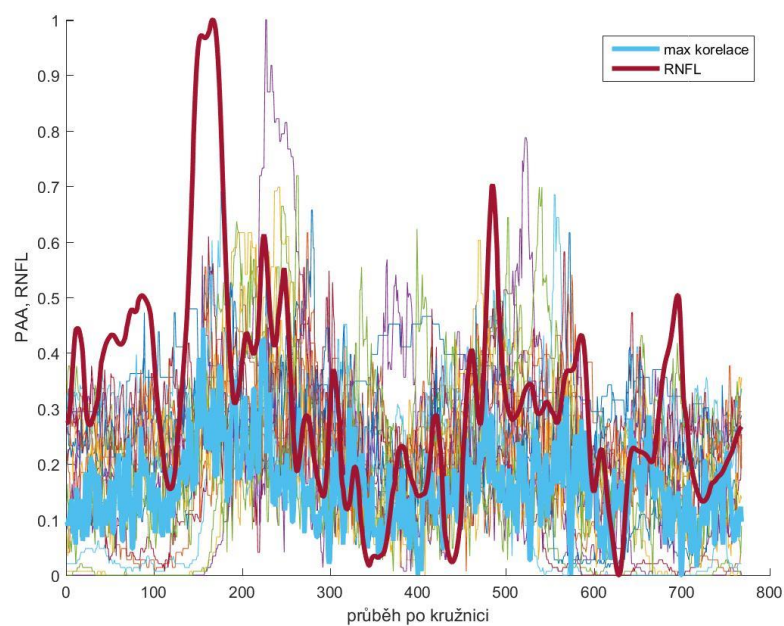
| | | | | |
|----|---|-------|----|----------|
| 9 | L | 0,59 | 14 | 1,03E-74 |
| 9 | R | -0,43 | 4 | 1,11E-35 |
| 71 | L | 0,29 | 15 | 2,79E-17 |
| 71 | R | -0,32 | 1 | 5,30E-20 |
| 59 | L | -0,61 | 5 | 1,58E-80 |
| 59 | R | -0,45 | 9 | 6,75E-40 |
| 87 | L | 0,65 | 18 | 2,95E-94 |
| 87 | R | 0,57 | 18 | 9,88E-69 |

Na obrázcích Obr. 5.8, Obr. 5.9, Obr. 5.10 a Obr. 5.11 si je možné prohlédnout průběhy RNFL a PAA na kružnicích. Tyto konkrétní snímky byly vybrány z toho důvodu, že každý z nich zastupuje jiný stupeň onemocnění. Na obrázku Obr. 5.8 je zobrazena korelace u preparametrického glaukomu, Obr. 5.9 zobrazuje korelaci již u perimetrického glaukomu, na obrázku Obr. 5.10 je možno vidět průběhy parametrů u pacienta se zvýšeným nitroočním tlakem a Obr. 5.11 znázorňuje tyto hodnoty u zdravého člověka.

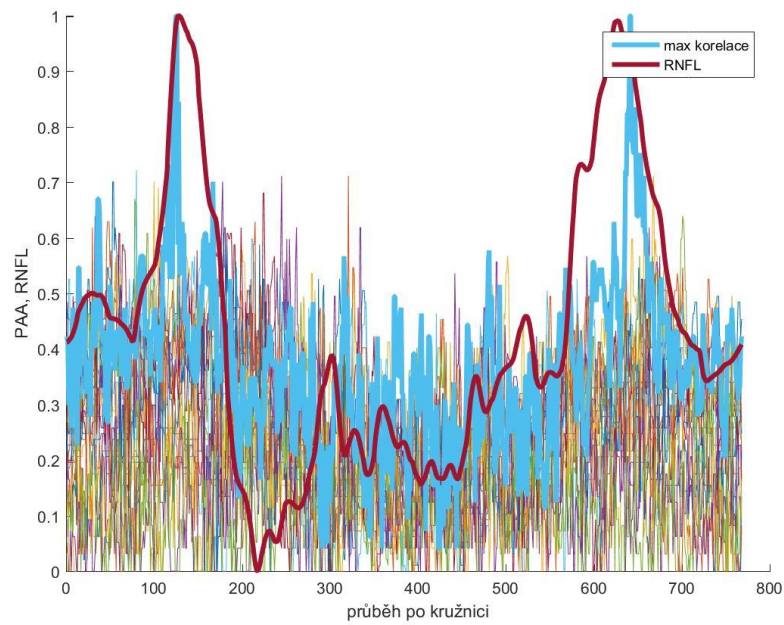
Na obrázcích je znázorněno všech dvacet průběhů PAA z jednotlivých kružnic uvedených ve snímku a zvýrazněný je ten s nejvyšší korelací. Jelikož jsou hodnoty RNFL mnohonásobně vyšší než hodnoty PAA, bylo třeba je před zakreslením do grafu upravit, aby bylo možné zde pozorovat oba průběhy současně. Pro tento účel byly tedy všechny hodnoty parametru RNFL i PAA upraveny. Nejdříve bylo v obou parametrech od každé hodnoty odečteno minimum daného parametru a následně bylo vše vyděleno maximem, čímž vznikl graf v rozmezí od nuly do jedné.



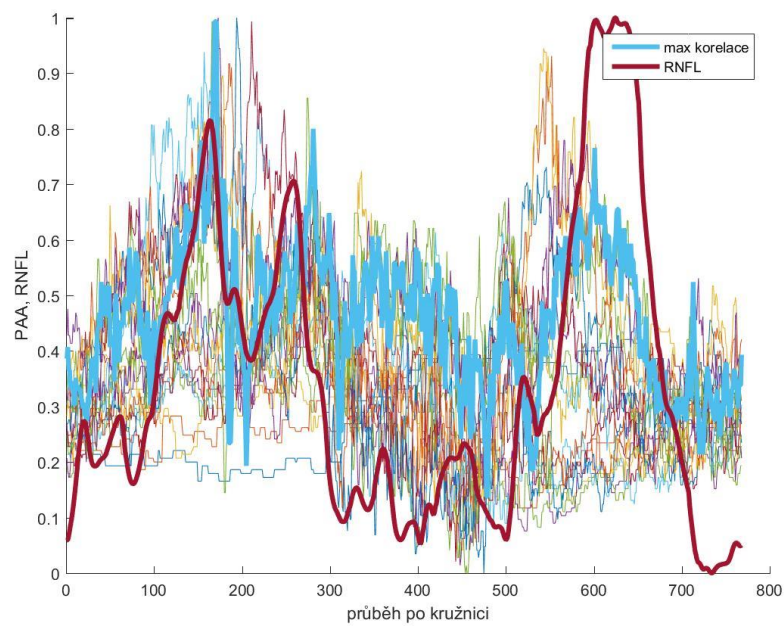
Obr. 5.8 Korelace v záznamu 00009_03_L



Obr. 5.9 Korelace v záznamu 00016_02_R



Obr. 5.10 Korelace v záznamu 00041_02_L



Obr. 5.11 Korelace v záznamu 00087_03_L

5.2 Diskuze

Při porovnávání křivek pulzace v různých částech OD si lze všimnout hladšího průběhu pulzace ve vnějších segmentech. Na první pohled se zdají být rozdílné i velikosti některých píků. K tomuto rozdílu ovšem nedochází na základě rozdělení na vnitřní a vnější segmenty jako v předchozím případě, ale jedná se spíše o rozdíly mezi levou a pravou stranou OD na jednom snímku. Z těchto výsledků lze tedy potvrdit předešlou domněnku, že pulzace se liší i v rámci jednoho optického disku.

Výsledné křivky samozřejmě mohou být lehce ovlivněné i počtem dat z jednotlivých částí OD. Segmenty na okraji jsou větší než segmenty uprostřed. Pro výpočet jednotlivých hodnot pulzace je proto použito i větší množství dat. Tento fakt ovšem neovlivňuje pouze velikost zkoumaného segmentu, nýbrž i jeho pokrytí cévami. Části s nimi se totiž pro získání výsledné pulzace nepoužívají a tím pádem i zde dochází k redukci dat.

Dalším způsobem analýzy získaných dat je ověření, zda na sobě nejsou jasové hodnoty a parametr PAA závislé. Pro toto ověření byl vypočten Pearsonův korelační koeficient, p-hodnota a byly vypracovány grafy. Lze pozorovat, že v některých případech je míra korelace poměrně velká. Nicméně stupeň závislosti se v jednotlivých případech neshoduje, naopak korelace dosahuje nízkých i vysokých hodnot, a to jak záporných, tak kladných.

P-hodnota vyjadřuje pravděpodobnost s níž je potvrzována nulová hypotéza. V našem případě je to tvrzení, že data spolu vzájemně nekorelují. Výsledné hodnoty, které si je možné prohlédnout v tabulce Tab. A.1 v příloze, jsou porovnávány s hladinou významnosti 0,05. I zde je ovšem mnoho hodnot, které nulovou hypotézu potvrzují i vyvracejí.

Pro lepší orientaci v datech byl vypočítán průměr korelace a směrodatná odchylka. Tyto hodnoty jsou zaznamenány v tabulce Tab. 5.4 a lze z nich vyčíst, že korelace má poměrně široké rozložení s krajními hodnotami téměř rovnými nule a jedné. Všechny tyto hodnoty vyšly po zavedení absolutní hodnoty, která způsobí, že nerozlišujeme mezi zápornou a kladnou korelací. Znovu se tedy ukazuje, že i přes celkem vysoký průměrný korelační koeficient, není možné v případě PAA a jasu vzájemnou závislost potvrdit.

Tab. 5.4 Parametry korelace PAA a jasu

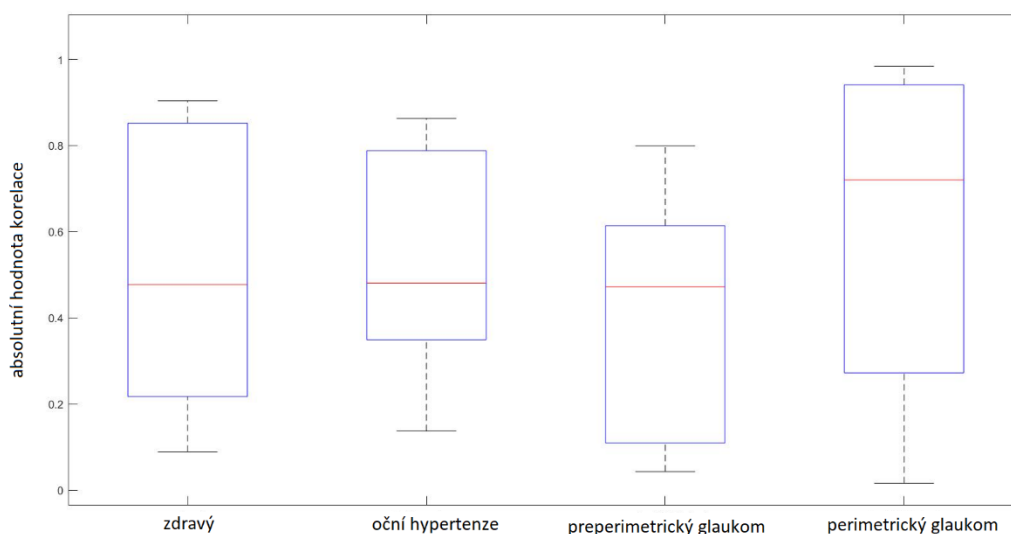
| Průměrná hodnota korelačního koeficientu | Střední kvadratická odchylka | Maximální korelace | Minimální korelace |
|--|------------------------------|--------------------|--------------------|
| 0,605 | 0,289 | 0,985 | 0,0071 |

Otázkou je, zda by nemohla být velikost korelace závislá na fázi onemocnění. Jelikož v průběhu této práce byly zveřejněny zdravotní stavy zkoumaných pacientů, bylo možné tuto teorii ověřit.

Tab. 5.5 Diagnóza a korelace PAA a jasových hodnot

| diagnóza | pacient | korelace PAA a jasů (L P) | |
|-------------------------|---------|---------------------------|-------|
| zdravý | 74 | 0,389 | 0,244 |
| zdravý | 87 | 0,523 | 0,429 |
| zdravý | 90 | 0,523 | 0,386 |
| zdravý | 101 | 0,394 | 0,188 |
| zdravý | 102 | 0,341 | 0,220 |
| oční hypertenze | 80 | 0,251 | 0,257 |
| oční hypertenze | 84 | 0,491 | 0,528 |
| oční hypertenze | 99 | 0,492 | 0,366 |
| oční hypertenze | 105 | 0,201 | 0,117 |
| oční hypertenze | 14 | 0,411 | 0,256 |
| preperimetrický glaukom | 86 | 0,163 | 0,113 |
| preperimetrický glaukom | 9 | 0,249 | 0,358 |
| preperimetrický glaukom | 97 | 0,487 | 0,266 |
| preperimetrický glaukom | 107 | 0,291 | 0,466 |
| preperimetrický glaukom | 108 | 0,376 | 0,291 |
| perimetrický glaukom | 95 | 0,479 | 0,236 |
| perimetrický glaukom | 52 | 0,255 | 0,427 |
| perimetrický glaukom | 117 | 0,216 | 0,538 |
| perimetrický glaukom | 16 | 0,427 | 0,479 |
| perimetrický glaukom | 15 | 0,348 | 0,298 |

V tabulce Tab. 5.5 jsou uvedeny příklady korelací parametru PAA a jasů u pacientů se známou diagnózou. V tomto případě nabyla pro korelaci použita pouze hodnota z kružnice s maximální korelací, ale byla zprůměrována s korelacemi z dalších čtyř kružnic obléhajících tuto kružnici, což by mělo zmenšit případný šum. V těchto výsledcích si lze všimnout, že se ve všech patientských skupinách vyskytují jak vysoké, tak nízké hodnoty korelace bez jakékoli zdánlivé závislosti na stupni onemocnění. Pro potvrzení této teorie byl vypracován boxplot zobrazující hodnoty korelace v různých fázích onemocnění a ani zde se neprojevovala žádná viditelná závislost.



Obr. 5.12 Závislost korelace PAA a jasu na stupni onemocnění

Lze tedy říci, že v některých snímcích se jistá korelace obou parametrů prokázala, nicméně v celkovém rozsahu jsou stupně korelace tak různé, že není možné říci, zda se o závislost jedná, či nikoliv.

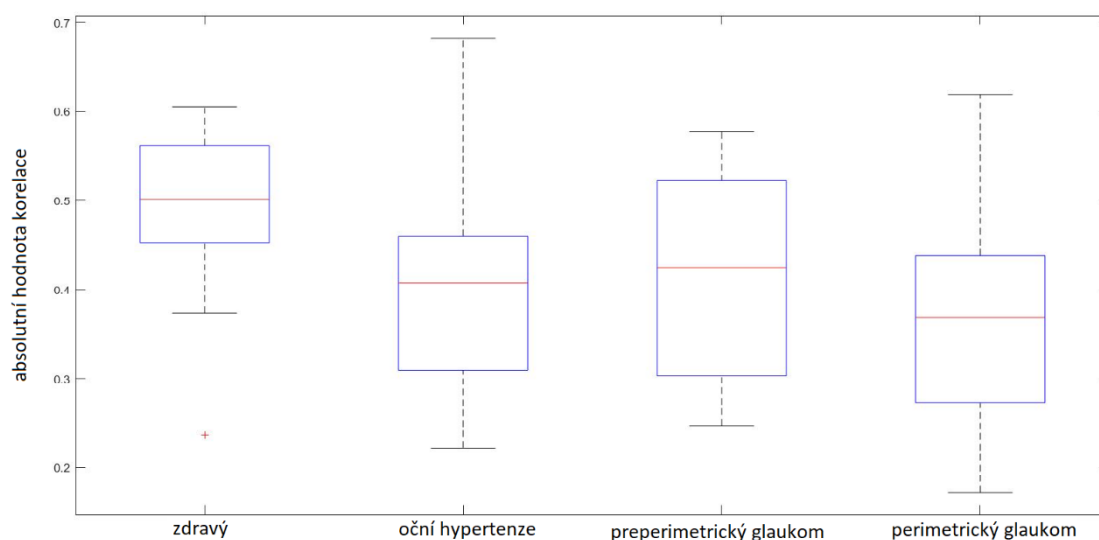
Tab. 5.6 Parametry korelace PAA a RNFL

| Průměrná hodnota korelačního koeficientu | Střední kvadratická odchylka | Maximální korelace | Minimální korelace |
|--|------------------------------|--------------------|--------------------|
| 0,429 | 0,134 | 0,860 | 0,150 |

U závislosti parametrů RNFL a PAA probíhala analýza výsledků těchto korelací velmi podobně. V tabulce Tab. 5.3 je stejně jakou korelace PAA a jasu možné narazit na nízké i vysoké stupně korelace. Po vypočítání parametrů této korelace uvedených v Tab. 5.6 si je možné všimnout, že průměrná hodnota korelačního koeficientu je nižší, než právě u korelace PAA a jasu a také střední kvadratická odchylka je o polovinu menší. Z těchto výsledků lze usoudit, že ačkoli se u této korelace někdy objeví výrazněji větší, či menší hodnoty, většinou se dá jejich velikost považovat spíše za střední, tedy nijak zvlášť významnou.

Tab. 5.7 Diagnóza a korelace PAA a RNFL

| diagnóza | pacient | korelace PAA a RNFL (L P) | |
|-------------------------|---------|---------------------------|--------|
| zdravý | 74 | 0,544 | 0,598 |
| zdravý | 87 | 0,527 | 0,477 |
| zdravý | 90 | -0,606 | 0,453 |
| zdravý | 101 | -0,462 | 0,562 |
| zdravý | 102 | 0,374 | -0,236 |
| oční hypertenze | 80 | -0,450 | -0,460 |
| oční hypertenze | 84 | 0,571 | 0,270 |
| oční hypertenze | 99 | -0,314 | 0,425 |
| oční hypertenze | 105 | -0,309 | -0,222 |
| oční hypertenze | 14 | 0,390 | 0,683 |
| preperimetrický glaukom | 86 | 0,577 | 0,247 |
| preperimetrický glaukom | 9 | 0,572 | 0,431 |
| preperimetrický glaukom | 97 | 0,384 | 0,249 |
| preperimetrický glaukom | 107 | 0,303 | 0,522 |
| preperimetrický glaukom | 108 | 0,477 | 0,419 |
| perimetrický glaukom | 95 | -0,372 | 0,273 |
| perimetrický glaukom | 52 | -0,225 | 0,172 |
| perimetrický glaukom | 117 | -0,364 | -0,619 |
| perimetrický glaukom | 16 | -0,550 | 0,438 |
| perimetrický glaukom | 15 | -0,399 | 0,317 |



Obrázek 5.13 Závislost korelace PAA a RNFL na stupni onemocnění

Po zakreslení korelace do grafu ve formě boxplotu si můžeme všimnout, že vyšší hodnoty korelace se častěji vyskytují u zdravých pacientů, není to ovšem pravidlem

Při zkoumání vzájemné korelace těchto dvou parametrů jsme hledali kružnici obsahující hodnoty PAA, která má na daném snímku nejvyšší korelaci s hodnotami RNFL. Vzhledem k tomu, že data RNFL by měla být snímána z kružnice se stálým obvodem, dalo by se očekávat, že korelace bude vždy nejvyšší na stejné kružnici. Ovšem ani tento předpoklad se v našem případě nepotvrdil. Jak si lze všimnout v tabulce Tab. 5.3 nebo Tab. B.1, kružnice s maximální korelací se v jednotlivých snímcích poměrně liší.

ZÁVĚR

V první části své práce jsem se zaměřila především na anatomii oka, sítnici a nemoci sítnice.

Druhá kapitola se týká různých způsobů snímání očního pozadí. Ať už se jedná o klasické oftalmoskopy, fundus kameru nebo novější experimentální videooftalmoskop, jsou zde popsány principy jejich fungování a základní vlastnosti získaných obrazů a videí.

Dále jsou zde uvedeny typy pulzací na sítnici, způsoby jejich analýzy a jejich základní parametry. Tato analýza je vilce důležitá v oblasti vyšetření glaukomu, jelikož absence pulzace může poukazovat na přítomnost glaukomu.

Čtvrtá kapitola se již zabývá samotným zkoumáním pulzací na optickém disku a korelacemi s parametry PAA a RNFL. Nejprve byl optický disk segmentován, což umožnilo porovnávání pulzací mezi jednotlivými segmenty a poté byla vygenerována kružnicová maska pro porovnávání s daty z optické tomografie.

Samotná analýza probíhala vizuálním zhodnocením rozdílností pulzace v rámci jednoho optického disku a poté byla zjišťována případná závislost mezi průměrnými hodnotami jasu a průměrnými hodnotami parametru PAA v rámci jednotlivých segmentů u kterých byl předpoklad pro získání směrodatných výsledků. V případě korelace PAA a RNFL byla na parametrickém snímku PAA hledána kružnice s maximální korelací s hodnotami RNFL. V obou případech se ukázalo, že v některých záznamech se zdála být závislost poměrně vysoká, v jiných byla naopak nízká.

Po analýze korelace z hlediska průměrné hodnoty korelačního koeficientu a směrodatné odchylky je možné říci, že korelace PAA a RNFL se většinou pohybuje kolem hodnot střední závislosti a nezdá se tedy být nijak významná. U PAA a jasu se tímto způsobem potvrdilo, že jejich korelace má velký rozsah a i přesto, že někdy dosahuje poměrně vysokých hodnot, nelze jednoznačně určit, jsou na sobě tyto parametry skutečně závislé. Tudíž se v tomto ohledu parametr PAA neukázal jako schopný pomoci při diagnostice glaukomu.

LITERATURA

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [2] ČECH, Svatopluk a Drahomír HORKÝ. *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*. 2., přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2011. ISBN 978-80-210-5544-5.
- [3] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Vyšetřování oka*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-701-3195-0.
- [4] KOLÍN, Jan. *Oční lékařství*. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1325-3.
- [5] WARD, Jeremy P. T. a R. W. A. LINDEN. *Základy fyziologie*. Praha: Galén, c2010. ISBN 978-80-7262-667-0.
- [6] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902-1609-9.
- [7] KOLÁŘ, R. *Lékařská diagnostická technika*. 2007.
- [8] KOLAR, Radim, Ralf. P. TORNOW, Jan ODSTRČILIK a Ivana LIBERDOVA. Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2016, **15**(1) [cit. 2018-12-24]. DOI: 10.1186/s12938-016-0191-0. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-016-0191-0>
- [9] JACKS, A S. *Spontaneous retinal venous pulsation: aetiology and significance* [online]. **74**(1), 7-9 [cit. 2018-12-28]. DOI: 10.1136/jnnp.74.1.7. ISSN 00223050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.74.1.7>
- [10] BALARATNASINGAM, C., W. H MORGAN, M. L HAZELTON, P. H HOUSE, C. J BARRY, H. CHAN, S. J CRINGLE a D.-Y. YU. Value of retinal vein pulsation characteristics in predicting increased optic disc excavation. *British Journal of Ophthalmology* [online]. 2007, **91**(4), 441-444 [cit. 2018-12-28]. DOI: 10.1136/bjo.2006.105338. ISSN 0007-1161. Dostupné z: <http://bjo.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjo.2006.105338>

- [11] KIM, Mijin, Eun Ji LEE, Je Hyun SEO, Tae-Woo KIM a Sanjoy BHATTACHARYA. Relationship of Spontaneous Retinal Vein Pulsation with Ocular Circulatory Cycle: aetiology and significance. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(5), 7-9 [cit. 2018-12-28]. DOI: 10.1371/journal.pone.0097943. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0097943>
- [12] MORGAN, William H., Martin L. HAZELTON, Brigid D. BETZ-STABLEIN, Dao-Yi YU, Christopher R. P. LIND, Vignesh RAVICHANDRAN a Philip H. HOUSE. *Photoplethysmographic Measurement of Various Retinal Vascular Pulsation Parameters and Measurement of the Venous Phase Delay* [online]. 2014, **55**(9) [cit. 2018-12-28]. DOI: 10.1167/iovs.14-15104. ISSN 1552-5783. Dostupné z: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.14-15104>
- [13] GARHOFER, Gerhard, Toke BEK, Andreas G. BOEHM, et al. Use of the retinal vessel analyzer in ocular blood flow research. *Acta Ophthalmologica* [online]. 2010, **88**(7), 717-722 [cit. 2018-12-30]. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2009.01587.x. ISSN 1755375X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1755-3768.2009.01587.x>
- [14] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [15] TORNOW, Ralf P., Radim KOLÁŘ a Jan ODSTRČILÍK. Non-mydriatic video ophthalmoscope to measure fast temporal changes of the human retina. *Novel Biophotonics Techniques and Applications III* [online]. Washington, D.C: OSA, 2015, 2015, , 954006- [cit. 2019-01-03]. DOI: 10.1364/ECBO.2015.954006. ISBN 9781628417050. Dostupné z: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=ECBO-2015-954006>
- [16] VALENTOVÁ, Vanessa. Analýza cévní pulzace v retinálních video sekvencích. Brno, Rok, 72 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: Ing. Jan Odstrčilík, PhD.
- [17] ČERMÁK, M. Detekce optického disku v sériích snímků z video oftalmoskopu [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. 2017.

- [18] GHASSIBI, Mark P., Jason L. CHIEN, Thipnapa PATTHANATHAMRONGKASEM, et al. Glaucoma Diagnostic Capability of Circumpapillary Retinal Nerve Fiber Layer Thickness in Circle Scans With Different Diameters. *Journal of Glaucoma* [online]. 2017, 1768-1779, 26(4), 335-342 [cit. 2019-05-19]. DOI: 10.1097/IJG.0000000000000610. ISSN 1057-0829. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00061198-201704000-00007>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

| | | |
|------|---|-------------------------------------|
| VO | - | videooftalmoskop |
| VUT | - | Vysoké učení technické v Brně |
| PAA | - | parametr pulzní amplitudy |
| OD | - | odptický disk |
| OCT | - | optická koherenční tomografie |
| RNFL | - | vrstva sítnicových nervových vláken |

SEZNAM PŘÍLOH

- A Tabulka závislosti paa a jasu
- B Tabulka závislosti PAA a RNFL
- C Obsah přiloženého

A TABULKA ZÁVISLOSTI PAA A JASU

Tab. A.1 Korelace a p-hodnota jasu a PAA

| ID pacienta | Oko | korelace | p-hodnota |
|-------------|-----|----------|-----------|
| 14 | L | -0,41532 | 0,179393 |
| 14 | R | 0,352998 | 0,260375 |
| 15 | R | -0,86317 | 0,000299 |
| 15 | L | -0,94354 | 4,11E-06 |
| 16 | L | -0,60888 | 0,035616 |
| 16 | R | -0,95556 | 1,27E-06 |
| 20 | R | -0,5573 | 0,059771 |
| 20 | L | -0,4231 | 1,04E-01 |
| 26 | L | -0,12351 | 0,702152 |
| 26 | R | -0,57441 | 0,050778 |
| 38 | R | -0,66451 | 0,01841 |
| 38 | L | 0,86844 | 0,000248 |
| 40 | L | -0,8146 | 0,001252 |
| 40 | R | -0,96964 | 1,93E-07 |
| 41 | R | -0,95729 | 1,04E-06 |
| 41 | L | -0,98308 | 1,06E-08 |
| 49 | L | -0,74239 | 0,005688 |
| 49 | R | -0,84192 | 0,000592 |
| 52 | R | 0,794603 | 0,002016 |
| 52 | L | -0,2719 | 0,392595 |
| 54 | L | 0,931511 | 1,06E-05 |
| 54 | R | -0,36718 | 0,240353 |
| 59 | R | -0,18908 | 0,556171 |
| 59 | L | 0,053787 | 0,868142 |
| 61 | L | -0,90687 | 4,71E-05 |
| 61 | R | 0,404318 | 0,19237 |
| 63 | R | 0,316913 | 0,315538 |
| 63 | L | -0,76316 | 0,003881 |
| 66 | L | -0,83472 | 0,000731 |
| 66 | R | -0,61398 | 0,033688 |
| 71 | R | -0,75402 | 0,004612 |
| 71 | L | 0,895085 | 8,37E-05 |
| 72 | L | 0,413285 | 0,181752 |

| ID pacienta | Oko | korelace | p-hodnota |
|-------------|-----|----------|-----------|
| 72 | R | 0,119424 | 0,711623 |
| 73 | R | 0,480817 | 0,113565 |
| 73 | L | 0,443946 | 0,148245 |
| 74 | L | 0,903782 | 5,52E-05 |
| 74 | R | 0,349297 | 0,265755 |
| 75 | R | 0,533448 | 0,074079 |
| 75 | L | -0,35034 | 0,264236 |
| 76 | L | 0,664212 | 0,018482 |
| 76 | R | -0,56811 | 0,053968 |
| 77 | R | 0,821258 | 0,001055 |
| 77 | L | -0,77396 | 0,003134 |
| 78 | L | -0,6211 | 0,03112 |
| 78 | R | -0,90275 | 5,81E-05 |
| 79 | R | 0,243162 | 0,44633 |
| 79 | L | -0,72908 | 0,007139 |
| 80 | L | 0,926688 | 1,47E-05 |
| 80 | R | 0,980808 | 1,99E-08 |
| 81 | R | 0,889386 | 0,000108 |
| 81 | L | 0,499438 | 0,098293 |
| 82 | L | -0,08892 | 0,783468 |
| 82 | R | -0,62514 | 0,029728 |
| 83 | R | 0,592166 | 0,042493 |
| 83 | L | 0,319539 | 0,311322 |
| 84 | L | 0,862969 | 0,000301 |
| 84 | R | 0,830269 | 0,000828 |
| 86 | R | -0,75637 | 0,004415 |
| 86 | L | 0,884471 | 0,000133 |
| 87 | L | -0,18186 | 0,571616 |
| 87 | R | -0,40604 | 0,190308 |
| 88 | R | 0,700584 | 0,01116 |
| 88 | L | -0,15932 | 0,620886 |
| 89 | L | -0,52158 | 0,082001 |
| 89 | R | 0,984982 | 5,87E-09 |
| 90 | R | -0,85886 | 0,000346 |
| 90 | L | -0,21703 | 0,498047 |
| 91 | L | -0,8664 | 0,000267 |
| 91 | R | 0,40387 | 0,19291 |

| ID pacienta | Oko | korelace | p-hodnota |
|-------------|-----|----------|-----------|
| 92 | R | -0,52684 | 0,078422 |
| 92 | L | 0,918253 | 2,50E-05 |
| 93 | L | 0,027557 | 0,932253 |
| 93 | R | 0,480683 | 0,11368 |
| 94 | R | -0,93333 | 9,27E-06 |
| 94 | L | -0,41449 | 0,180356 |
| 95 | L | -0,77326 | 0,003179 |
| 95 | R | -0,01638 | 0,959699 |
| 96 | R | -0,9406 | 5,27E-06 |
| 96 | L | -0,5961 | 0,040799 |
| 97 | L | -0,6138 | 0,033756 |
| 97 | R | -0,04297 | 0,894509 |
| 98 | R | -0,4334 | 0,159284 |
| 98 | L | 0,710122 | 0,009664 |
| 99 | L | 0,939784 | 5,63E-06 |
| 99 | R | 0,213743 | 0,504745 |
| 101 | R | -0,85182 | 0,000436 |
| 101 | L | -0,89598 | 8,04E-05 |
| 102 | L | 0,08847 | 0,784537 |
| 102 | R | -0,41969 | 0,174397 |
| 103 | R | -0,00711 | 0,982507 |
| 103 | L | -0,28066 | 0,376908 |
| 104 | L | -0,83047 | 0,000823 |
| 104 | R | -0,44998 | 0,142157 |
| 105 | R | 0,885081 | 0,00013 |
| 105 | L | 0,817758 | 0,001156 |
| 106 | L | 0,907653 | 4,52E-05 |
| 106 | R | -0,22543 | 0,481134 |
| 107 | R | -0,79922 | 0,001814 |
| 107 | L | -0,32389 | 0,304411 |
| 108 | L | -0,04467 | 0,890363 |
| 108 | R | 0,108701 | 0,736664 |
| 109 | R | -0,82928 | 0,000851 |
| 109 | L | 0,790827 | 0,002193 |
| 110 | L | -0,95468 | 1,40E-06 |
| 110 | R | -0,32411 | 0,304061 |
| 111 | R | 0,703706 | 0,010653 |

| ID pacienta | Oko | korelace | p-hodnota |
|-------------|-----|----------|-----------|
| 111 | L | 0,60746 | 0,036168 |
| 112 | L | -0,84064 | 0,000615 |
| 112 | R | -0,67064 | 0,016985 |
| 113 | R | -0,72108 | 0,008135 |
| 113 | L | -0,86652 | 0,000266 |
| 114 | L | -0,94437 | 3,82E-06 |
| 114 | R | 0,605899 | 0,036781 |
| 115 | R | 0,817666 | 0,001158 |
| 115 | L | -0,42867 | 0,164404 |
| 116 | L | -0,02933 | 0,927913 |
| 116 | R | 0,514124 | 0,087267 |
| 117 | R | -0,98472 | 6,39E-09 |
| 117 | L | -0,66795 | 0,017602 |
| 118 | L | -0,96513 | 3,83E-07 |
| 118 | R | -0,81875 | 0,001127 |
| 119 | R | -0,16634 | 0,605368 |
| 119 | L | 0,701373 | 0,01103 |
| 120 | L | -0,6661 | 0,018032 |
| 120 | R | -0,268 | 0,39969 |
| 122 | R | 0,973191 | 1,04E-07 |
| 122 | L | 0,500963 | 0,097107 |
| 123 | L | -0,83517 | 0,000722 |
| 123 | R | -0,57838 | 0,048834 |
| 124 | R | -0,86107 | 0,000321 |
| 124 | L | 0,969324 | 2,03E-07 |
| 125 | L | 0,079584 | 0,805794 |
| 125 | R | -0,61922 | 0,031783 |

B TABULKA ZÁVISLOTI PAA A RNFL

Tab. B.1 Korelace a p-hodnota PAA a RNFL

| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s maximální korelací | p-hodnota |
|-------------|-----|--------------------|-------------------------------|-----------|
| 72 | L | 0,59 | 6 | 2,73E-73 |
| 72 | R | 0,72 | 2 | 1,3E-123 |
| 63 | L | 0,59 | 6 | 1,18E-74 |
| 63 | R | 0,49 | 8 | 1,90E-48 |
| 52 | L | -0,33 | 6 | 1,51E-20 |
| 52 | R | -0,19 | 11 | 9,75E-08 |
| 8 | L | -0,58 | 3 | 1,68E-71 |
| 8 | R | -0,42 | 4 | 2,12E-33 |
| 9 | L | 0,59 | 14 | 1,03E-74 |
| 9 | R | -0,43 | 4 | 1,11E-35 |
| 73 | L | 0,65 | 3 | 8,51E-92 |
| 73 | R | 0,66 | 3 | 7,36E-99 |
| 76 | L | 0,53 | 3 | 8,52E-56 |
| 76 | R | -0,60 | 3 | 1,10E-76 |
| 77 | L | 0,29 | 2 | 3,86E-16 |
| 77 | R | 0,29 | 12 | 6,46E-16 |
| 78 | L | 0,33 | 14 | 2,12E-21 |
| 78 | R | 0,45 | 2 | 1,92E-39 |
| 79 | L | 0,40 | 10 | 2,86E-30 |
| 79 | R | -0,35 | 3 | 2,02E-23 |
| 59 | L | -0,61 | 5 | 1,58E-80 |
| 59 | R | -0,45 | 9 | 6,75E-40 |
| 66 | L | 0,39 | 15 | 1,41E-28 |
| 66 | R | 0,34 | 15 | 8,81E-22 |
| 80 | L | -0,33 | 6 | 1,71E-20 |
| 80 | R | -0,43 | 3 | 5,32E-36 |
| 81 | L | 0,48 | 4 | 1,05E-45 |
| 81 | R | -0,47 | 2 | 1,20E-43 |
| 82 | L | 0,48 | 7 | 3,79E-45 |
| 82 | R | -0,46 | 1 | 4,31E-41 |
| 83 | L | 0,23 | 1 | 2,13E-10 |
| 83 | R | 0,56 | 19 | 1,20E-65 |
| 84 | L | -0,29 | 2 | 2,50E-16 |

| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s maximální korelací | p-hodnota |
|-------------|-----|--------------------|-------------------------------|-----------|
| 84 | R | 0,24 | 5 | 6,03E-12 |
| 71 | L | 0,29 | 15 | 2,79E-17 |
| 71 | R | -0,32 | 1 | 5,30E-20 |
| 54 | L | -0,37 | 13 | 1,54E-26 |
| 54 | R | 0,43 | 3 | 9,32E-36 |
| 86 | L | 0,47 | 6 | 1,49E-43 |
| 86 | R | 0,26 | 15 | 1,26E-13 |
| 87 | L | 0,65 | 18 | 2,95E-94 |
| 87 | R | 0,57 | 18 | 9,88E-69 |
| 88 | L | 0,53 | 1 | 3,14E-57 |
| 88 | R | 0,31 | 20 | 1,38E-18 |
| 90 | L | -0,80 | 2 | 4E-174 |
| 90 | R | -0,56 | 4 | 1,23E-63 |
| 91 | L | -0,43 | 5 | 3,20E-35 |
| 91 | R | 0,37 | 3 | 6,85E-26 |
| 92 | L | -0,33 | 6 | 2,07E-21 |
| 92 | R | 0,34 | 2 | 4,04E-22 |
| 93 | L | -0,28 | 2 | 8,06E-15 |
| 93 | R | 0,20 | 8 | 2,03E-08 |
| 94 | L | -0,24 | 12 | 1,60E-11 |
| 94 | R | 0,28 | 16 | 3,39E-15 |
| 10 | L | 0,52 | 8 | 8,90E-54 |
| 10 | R | -0,44 | 1 | 1,81E-37 |
| 49 | L | 0,54 | 4 | 1,39E-60 |
| 49 | R | 0,25 | 1 | 3,81E-12 |
| 96 | L | -0,37 | 6 | 2,54E-26 |
| 96 | R | 0,55 | 2 | 1,44E-61 |
| 97 | L | -0,20 | 1 | 1,45E-08 |
| 97 | R | 0,58 | 2 | 3,27E-70 |
| 99 | L | -0,32 | 17 | 6,06E-20 |
| 99 | R | -0,49 | 1 | 9,68E-48 |
| 101 | L | -0,47 | 3 | 1,47E-43 |
| 101 | R | 0,31 | 3 | 2,04E-18 |
| 102 | L | 0,49 | 17 | 5,03E-48 |
| 102 | R | -0,31 | 11 | 3,07E-18 |
| 103 | L | 0,45 | 5 | 3,54E-41 |

| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s maximální korelací | p-hodnota |
|-------------|-----|--------------------|-------------------------------|-----------|
| 103 | R | 0,86 | 3 | 7,4E-235 |
| 16 | L | -0,45 | 1 | 2,28E-41 |
| 16 | R | 0,52 | 17 | 1,15E-54 |
| 104 | L | 0,42 | 6 | 3,62E-34 |
| 104 | R | 0,57 | 5 | 1,44E-68 |
| 105 | L | -0,33 | 9 | 2,14E-20 |
| 105 | R | 0,25 | 2 | 1,56E-12 |
| 61 | L | -0,41 | 4 | 9,96E-33 |
| 61 | R | 0,57 | 9 | 1,25E-67 |
| 38 | L | 0,53 | 6 | 2,57E-56 |
| 38 | R | 0,44 | 19 | 7,05E-37 |
| 107 | L | 0,35 | 5 | 1,22E-23 |
| 107 | R | -0,51 | 5 | 1,07E-52 |
| 108 | L | 0,49 | 17 | 3,97E-48 |
| 108 | R | 0,48 | 1 | 1,62E-45 |
| 110 | L | 0,15 | 17 | 2,30E-05 |
| 110 | R | 0,38 | 11 | 4,25E-28 |
| 111 | L | -0,33 | 1 | 1,43E-20 |
| 111 | R | 0,30 | 7 | 5,05E-17 |
| 112 | L | 0,54 | 9 | 9,51E-62 |
| 112 | R | 0,61 | 20 | 1,32E-79 |
| 113 | L | -0,47 | 1 | 3,15E-45 |
| 113 | R | 0,42 | 12 | 2,43E-34 |
| 40 | L | -0,58 | 1 | 1,00E-72 |
| 40 | R | 0,54 | 10 | 1,66E-59 |
| 26 | L | 0,31 | 3 | 1,75E-19 |
| 26 | R | -0,17 | 15 | 6,00E-07 |
| 14 | L | 0,49 | 5 | 3,02E-49 |
| 14 | R | 0,32 | 18 | 8,74E-20 |
| 114 | L | -0,27 | 2 | 1,68E-14 |
| 114 | R | 0,53 | 2 | 7,98E-58 |
| 116 | L | 0,45 | 5 | 3,94E-39 |
| 116 | R | -0,21 | 8 | 3,52E-09 |
| 117 | L | 0,42 | 3 | 6,86E-35 |
| 117 | R | 0,59 | 7 | 1,06E-74 |
| 118 | L | 0,39 | 1 | 5,07E-30 |

| ID pacienta | Oko | Maximální korelace | Kružnice s maximální korelací | p-hodnota |
|-------------|-----|--------------------|-------------------------------|-----------|
| 118 | R | 0,53 | 6 | 6,45E-58 |
| 119 | L | 0,37 | 1 | 1,22E-25 |
| 119 | R | 0,41 | 2 | 9,09E-32 |
| 120 | L | -0,33 | 14 | 1,31E-20 |
| 120 | R | 0,37 | 5 | 4,00E-26 |
| 41 | L | 0,51 | 6 | 1,72E-51 |
| 41 | R | 0,56 | 11 | 3,67E-65 |
| 123 | L | -0,32 | 2 | 5,96E-20 |
| 123 | R | -0,45 | 5 | 9,75E-39 |
| 15 | L | -0,42 | 2 | 8,42E-35 |
| 15 | R | 0,33 | 15 | 1,50E-20 |

C OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

Přiložené CD obsahuje:

- 1) Práci v elektronické podobě
- 2) Složku se skripty navrženými v programovém prostředí Matlab